

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-175069

(P2007-175069A)

(43) 公開日 平成19年7月12日(2007.7.12)

(51) Int. Cl.		F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)		A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01)		A 6 1 B 8/08	

審査請求 未請求 請求項の数 5 O L (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2005-373346 (P2005-373346)	(71) 出願人	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成17年12月26日(2005.12.26)	(71) 出願人	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社 栃木県大田原市下石上1385番地
		(74) 代理人	100058479 弁理士 鈴江 武彦
		(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

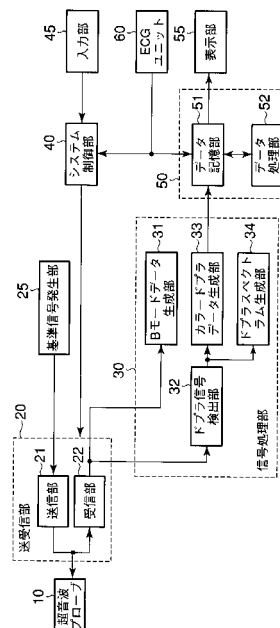
(57) 【要約】

【課題】 血流信号解析と組織信号解析を行う場合、特にそれらの解析モードを意識せずに適切な波形表示ができる超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】 循環器診断領域において、受信信号のうちドプラスペクトラムの信号情報を元に、速度の折りかえり現象を判断して速度レンジ及び基線位置を最適化する手段(45)を備えた超音波診断装置において、送受信条件と、ゲイン配分と、Wall Filter設定と、スクロールスピードと、レンジゲートサイズの少なくとも1つを変更調整するための変更調整手段(45)を備えた。

【選択図】 図1

図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

循環器診断領域において、受信信号のうちドプラスペクトラムの信号情報を元に、速度の折り返り現象を判断して速度レンジ及び基線位置を最適化する手段を備えた超音波診断装置において、

送受信条件と、ゲイン配分と、Wall Filter設定と、スクロールスピードと、レンジゲートサイズの少なくとも1つを変更調整するための変更調整手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、前記受信信号が、血流信号又は組織信号のいずれの信号であるかを判定する判定手段を更に備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、前記判定手段は、前記ドプラスペクトラムの信号情報に基づく速度、信号強度及び持続時間の少なくとも一つを解析する手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、前記判定手段は、レンジゲート位置の B モード情報を解析して、前記受信信号が、血流信号又は組織信号のいずれの信号であるかを判定する手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、前記判定手段は、レンジゲート位置のカラー情報を解析して、前記受信信号が、血流信号又は組織信号のいずれの信号であるかを判定する手段を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に超音波のドプラ効果を利用して、血液等の体内運動体の運動状態や組織の運動状態の診断を行う超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

循環器ルーチン検査においては、血流信号を利用した心臓の収縮拡張能や弁疾患異常の判定を行うと共に、壁（組織）信号を利用した局所左室心筋の収縮及び拡張機能評価や局所壁運動異常の判定を行っている。一般的に、この前者と後者の判定を行う場合、血流のみを評価する血流解析専用モード（PWDモード）と壁（組織）信号のみを評価する組織解析専用モード（TDI-PWモード）を切り替えて診断している。この場合において、検出された周波数が繰り返し周波数（ $\pm 1/2 PRF$ ）を超えたときに、図 7 のように折り返えされたような波形になる。このように、例えば、振幅が小さい図 8（b）に示す波形や折り返しが生じた図 8（c）に示すような波形を図 8（a）に示すような波形にするには、血流速度（組織速度）に応じて、パルス繰り返し周波数（レート周波数）や基線位置を検査者が適切に設定する必要があるので、操作時間がかかると共に、検査者の大きな負担になっている。

30

40

【0003】

そこで、近年、ドプラモードにおいては、速度及び方向がさまざまな血流信号及び組織信号に対して、その信号を常に折り返りなく、見やすく表示するために、装置側の速度レンジや基線位置を自動調整する技術が開示されている（特許文献 1 参照）。この技術は、検出可能周波数範囲に対する信号存在領域を検出することで、繰り返し周波数、基線位置を自動的に設定するようにしており、これにより、検査者の負担を軽減し、診断時間を著しく短縮できる。この自動調整に対するアルゴリズムはいろいろあるが、この機能を利用することにより、ルーチン検査中の操作の煩雑さを大幅に改善でき、検査効率が向上している。なお、この自動調整方法は、通常装置のパネル上に配置されたスイッチをユーザ

50

ーが一度押すことで自動調整されたドプラ波形を提供することが可能である。

【0004】

しかしながら、既存のドプラ自動調整機能は、受信した信号を解析して、受信したドプラ信号の波形の折りがえし現象をなくすために、その速度レンジ（繰り返し周波数）や基線位置等を調整する機能でしかなく、受信した信号に対して更に最適な受信信号を得るために送受信条件を変更するなどの機能は有していない。

【0005】

また、受信した信号が血流信号なのか、組織信号なのかを判断する機能もないため、血流信号と判断すれば最適な血流信号を得るための送受信方法を、既存の自動調整機能と共に提供する機能や組織信号と判断すれば最適な組織信号を得るための送受信方法を、既存の自動調整機能と共に提供する機能はなかった。

10

【特許文献1】特開平8-308843号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明は、血流信号解析と組織信号解析を行う場合、特にそれらの解析モードを意識せずに適切な波形表示ができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明では、受信した信号が折りがえしを起こした等のように波形表示が適切でない場合には、速度レンジや基線位置調整の他に、より最適な画像を観察することができるようなパラメータ変更を同時に行うようにしている。

20

【0008】

具体的には、本発明の局面に係る発明は、循環器診断領域において、受信信号のうちドプラスペクトラムの信号情報を元に、速度の折りがえり現象を判断して速度レンジ及び基線位置を最適化する手段を備えた超音波診断装置において、送受信条件と、ゲイン配分と、Wall Filter設定と、スクロールスピードと、レンジゲートサイズの少なくとも1つを変更調整するための変更調整手段を備えたことを特徴とする。

【発明の効果】

【0009】

本発明によれば、通常血流及び心壁運動の特性を利用することにより、血流と心壁という全く異なる信号に対してもそれぞれに対するモード遷移を行うことなしに、常に最適な送受信条件、速度レンジ、ゼロシフト位置を瞬時に提供することが可能となる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0010】

図面を参照して本発明の実施の形態を説明する。図1は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

図1において、本実施形態に係る超音波診断装置は、複数の超音波振動子を備え図示しない被検体に対して超音波の送受信を行う超音波プローブ10と、超音波振動子の制御を行う送受信部20と、受信した超音波の信号処理を行う信号処理部30と、全体の制御を行うシステム制御部40と、表示部55への表示制御を行う表示制御部50と、ECG (Electrocardiogram) ユニット60とを備えている。なお、入力部45は、本実施形態では、例えば、図示しないパネル上に配置された自動調整機能スイッチである。

40

【0011】

上記のような構成において、送受信部20は、基準信号発生部25からの基準信号を入力して超音波プローブ10の超音波振動子に駆動信号を送出する送信部21と、超音波プローブ10からの受信信号を入力する受信部22とを備えている。受信部22で受信処理された信号は、信号処理部30に入力して、所定の処理を受ける。信号処理部30は、Bモードデータ生成部31と、ドプラ信号検出部32とに入力する。Bモードデータ生成部31は、入力した信号に基づいてBモードデータを生成する。ドプラ信号検出部32は、

50

受信部 22 から出力された受信信号のうちドプラ信号を検出して、カラードプラデータを生成するカラードプラ生成部 33 と、ドプラスペクトルを生成するドプラスペクトラム生成部 34 とに出力する。これにより、信号処理部 30 から、Bモードデータと、カラードプラデータと、ドプラスペクトルとが表示制御部 50 に出力される。

【0012】

表示制御部 50 は、データ記憶部 51 と、データ処理部 52 とを備えている。データ記憶部 51 は、信号処理部 30 から出力された各データを一時的に記憶する。データ記憶部 51 に一時記憶された各データは、データ処理部 52 で、画像処理や重畳などの各種の処理を施されて、表示用データに変換され、表示部 55 に出力される。

【0013】

図 2 を参照して、上記のように構成された本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の動作を説明する。図 2 は、本発明の一実施形態にかかる超音波診断装置の動作の流れを示すフローチャート（図 2 (a)）及び最適波形の表示の様子（図 2 (b)、(c)）を示す図である。なお、図 2 (a) に示す動作の制御は全てシステム制御部 40 で行うので、特に言及しない場合には、当該制御がシステム制御部 40 で行われるものとする。

【0014】

はじめに、モニタ上の信号波形に基づいて、検査者がドプラ波形を認識する（ステップ S1）。そして、検査者が、速度レンジや基線位置の調整が必要と判断した場合には、装置上のパネル等に配置された自動調整機能スイッチを ON する（ステップ S2）。なお、この場合において、自動調整機能スイッチはパネル以外のほかの場所に配置されていても
20

【0015】

自動調整機能スイッチが ON されると、第 1 の判定アルゴリズム中の信号の特性判定アルゴリズムにて、この受信した信号が組織信号なのか血流信号なのかを判定する（ステップ S3）。図 3 と図 4 を参照して、判定アルゴリズムについて説明する。図 3 は、血流信号と組織信号の相対的関係を示す図であり、図 4 は、左室流入血流信号と組織信号流信号の相対的関係を示す図である。図 3 の血流信号と組織信号の信号強度特性のグラフより、血流信号は組織信号に比べて通常 30 ~ 40 dB 程度信号強度が小さく、またその周波数
30

特性（速度特性）は、広範囲に分布している。また、図 4 の周波数特性のグラフより、組織信号の周波数特性（速度特性）は、非常に低く（速度が遅く）、通常心エコー検査で考えられる組織の動きは、10 cm/sec 程度であるが、血流速度は 70 ~ 100 cm/sec 程度である。これらの特性を利用すれば、今、受信している信号が、血流信号なのか、組織信号なのかの判別は、例えばしきい値を設定することにより簡単に行うことができるので、自動的に受信信号が血流信号であるか、又は組織信号であるかの判定をすることが可能になる。

【0016】

ステップ S3 において、受信信号が血流信号であると判定されると、その血流信号が、折り返し現象を起こしていないか、表示領域に適切に表示されているかの判定を行う（ス
40

テップ S4）。この判定にて、血流信号が適切に表示されているならば（ステップ S4 の「いいえ」）、繰り返し周波数の変更や基線位置の変更をしないでそのまま完成された波形を表示する（ステップ S5、ステップ S8）。この場合において、波形表示が適切であっても、さらに感度良く信号を受信することが可能である深さ位置にレンジゲートがある場合には、送受信条件を変更してもかまわない。なお、通常、プローブの周波数帯域に問題なければ、超音波の生体での減衰特性を考慮すると、現在送受信している周波数よりもより低い周波数に遷移して送受信を繰り返して、信号を得たほうが感度よく美しい波形が得られる。

【0017】

ステップ S4 において、血流信号波形が適切でないと判定された場合には（ステップ S

10

20

30

40

50

4の「はい」)、血流波形表示最適化アルゴリズムを起動して(ステップS6)、次に掲げる項目の少なくとも1つを変更・調整する(ステップS7)。なお、下記のパラメータの変更は、全てを同時に変更しても良いし、選択的に検査者の意図に従って変更可能なパラメータを選択しても良い。

【0018】

- (1) 速度レンジや基線位置の調整。
- (2) レンジゲート位置に応じて、感度良く受信するための送受信条件の変更。
- (3) 信号回路内の飽和現象の有無を判定し飽和回避のためのゲイン配分の最適化。
- (4) 速度レンジの変更に伴うWall Filterの設定の変更。
- (5) ドプラ波形表示方法に応じて表示内に適切に切の良い心拍数分だけ、例えば、2心拍分、3心拍分表示できるようなスクロールスピードの変更。
- (6) 受信した信号特性によるレンジゲート幅の微調。

これにより、図2(b)に示すような最適な血流波形が表示される(ステップS8)。

【0019】

次に、ステップS3において、信号特性の判定アルゴリズムで組織信号であると判定された場合には(ステップS3の「組織信号」)、その組織信号が折り返し現象を起こしていないか、表示領域に適切に表示されているかの判定を行う(ステップS9)。この判定にて組織信号が適切に表示されているならば、繰り返し周波数の変更や基線位置の変更をしないでそのまま完成された波形を表示する(ステップS10、ステップS13)。この場合において、選択的に波形表示が適切であっても、信号回路内の飽和現象の有無を判定して飽和回避のゲイン配分を再度行ってもかまわない。この設定は、予め検査者の意図に従って何を調整するのかを選択できるようにしても良い。

【0020】

ステップS9において、組織信号波形が適切でないと判定された場合には(ステップS9の「はい」)、組織波形表示最適化アルゴリズムを起動して(ステップS11)、ステップS7と同様に、変更可能なパラメータの少なくとも1つを変更・調整する(ステップS12)。この場合において、速度レンジや基線位置を適切に調整すると同時に、シャープで美しい組織信号波形を得るために、送受信条件を変更したりしても良い。なお、通常組織からの受信信号は感度が十分なのでよりビームを絞ることが可能であるより高周波周波数を選択したほうが良い。また、組織信号は、通常10cm/sec程度の速度であるので、血流信号を見る場合に邪魔になるクラッタ信号を除くためのWall Filter設定は低めの方が良い。更に、組織信号を観察する際は心臓の拡張期の信号も収縮期の信号も鮮明に表示させたいので、スクロールスピードは通常血流を見る場合よりも大きくする設定を行う。また同時にレンジゲート幅も通常血流評価時よりも大きくする設定を行うことが好ましい。これにより、図2(c)に示すような最適な組織波形が表示される(ステップS13)。

【0021】

従来では、血流信号を診断する場合には、上記のように血流信号解析専用モードを選択した上で各種の設定をマニュアルで調整するか、自動調整させるかを行っており、組織信号を診断する場合には、組織信号解析専用モードを選択する必要があった。これに対し、本実施形態では、この2つのモードを意識することなく、検査者に最適な診断画像を提供することが可能である。なお、ドプラ信号波形の特性だけを利用して血流信号なのか、組織信号なのかを判定しても良いが、同時にカラー情報やB情報も利用して血流信号なのか、組織信号なのかを判定しても良い。図5は、カラー情報を解析する際に使用するパラメータ例の特性図であり、図6は、B情報を解析する際に使用するパラメータ例の特性図である。図5では、速度情報、Power情報、分散情報を利用することが可能であり、図6では、輝度情報(Intensity)を利用することが可能である。

【0022】

図5及び図6に示すように、ドプラ信号を取得する場合において、Bモードまたはカラーモードで表示された上にレンジゲートを設定することになるので、設定されたレンジゲ

ートが組織上に配置されているのか、それとも心腔内、いわゆる血流信号が存在するべきであろう位置に配置されているかがわかる。

【0023】

上記のように、本発明によれば、通常血流及び心壁運動の特性を利用することにより、血流と心壁という全く異なる信号に対してもそれぞれに対するモード遷移を行うことなしに、常に最適な送受信条件、速度レンジ、ゼロシフト位置を瞬時に提供することが可能となる。このため、循環器ルーチン検査におけるワークフローを簡便にし、検査効率の向上につながる。このように、血流と組織に対して、それらの信号特性を利用することにより、特に血流解析専用モードと組織解析専用モード間を意図的に切り替えることなく、また折りがえりのないドブラスペクトラムを提供すると共に検査者が見やすいドブラスペクトラムを瞬時に自動的に提供することで、検査者の負担を軽減し、診断時間を短縮することができる。また循環器ルーチン検査におけるワークフローをも簡便にし、検査効率の向上につながる。

10

【0024】

本発明は、上記各実施の形態に限ることなく、その他、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で種々の変形を実施し得ることが可能である。さらに、上記各実施形態には、種々の段階の発明が含まれており、開示される複数の構成要件における適宜な組合せにより種々の発明が抽出され得る。

【0025】

また、例えば各実施形態に示される全構成要件から幾つかの構成要件が削除されても、発明が解決しようとする課題の欄で述べた課題が解決でき、発明の効果で述べられている効果が得られる場合には、この構成要件が削除された構成が発明として抽出され得る。

20

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図。

【図2】本発明の一実施形態にかかる超音波診断装置の動作の流れを示すフローチャート及び最適波形の表示の様子。

【図3】血流信号と組織信号の相対的関係を示す図。

【図4】左室流入血流信号と組織信号流信号の相対的関係を示す図。

【図5】カラー情報を解析する際に使用するパラメータ例の特性図。

30

【図6】B情報を解析する際に使用するパラメータ例の特性図。

【図7】折り返しが生じる様子を示す図。

【図8】折り返り波形などを適正波形に調整する様子を示す図。

【符号の説明】

【0027】

- 10 ... 超音波プローブ
- 20 ... 送受信部
- 21 ... 送信部
- 22 ... 受信部
- 25 ... 基準信号発生部
- 30 ... 信号処理部
- 31 ... Bモードデータ生成部
- 32 ... ドブラ信号検出部
- 33 ... カラードブラ生成部
- 34 ... ドブラスペクトラム生成部
- 40 ... システム制御部
- 45 ... 入力部
- 50 ... 表示制御部
- 52 ... データ処理部
- 55 ... 表示部

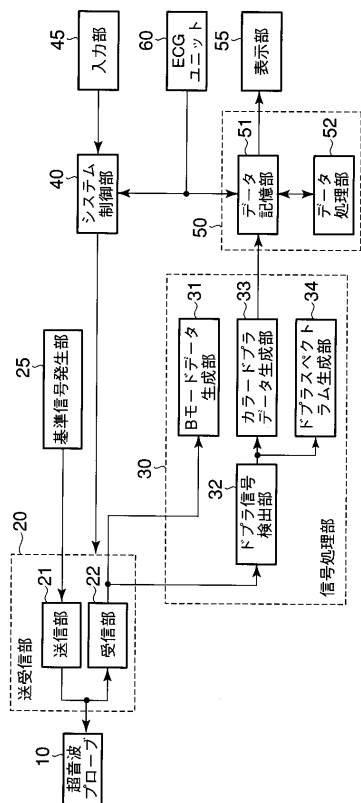
40

50

60... ECGユニット

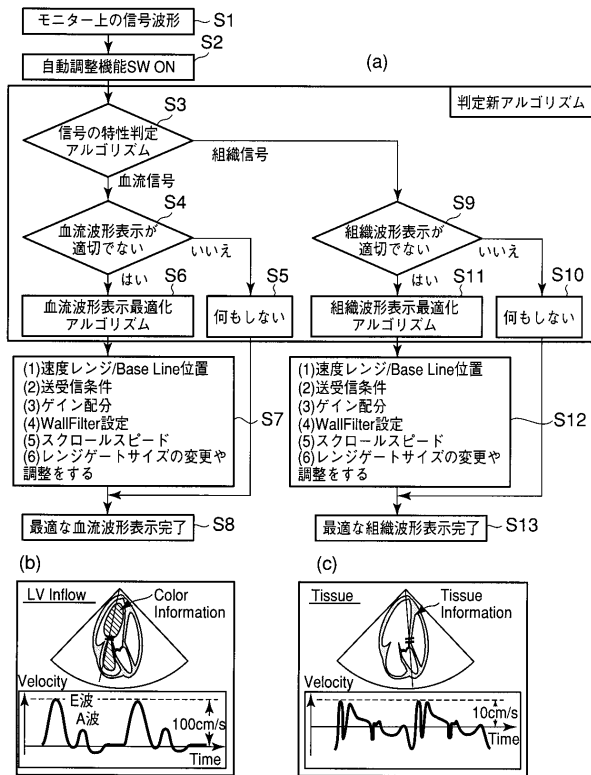
【図1】

図1



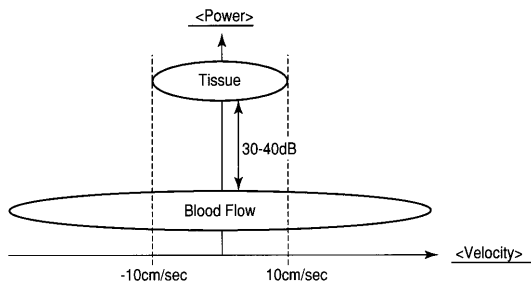
【図2】

図2



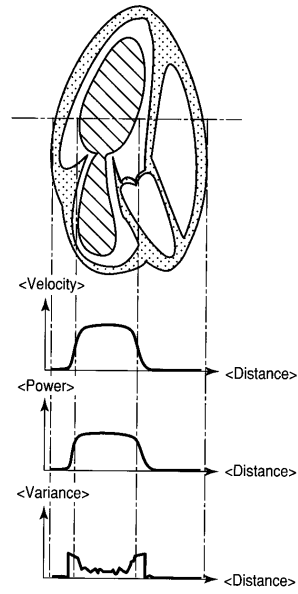
【 図 3 】

図 3



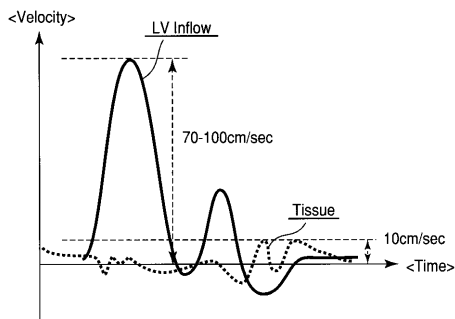
【 図 5 】

図 5



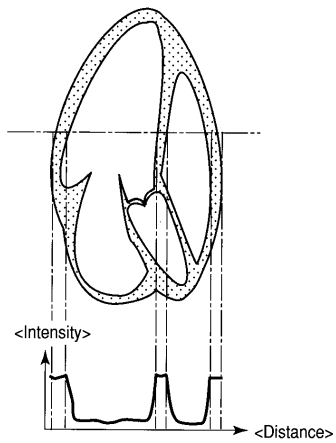
【 図 4 】

図 4



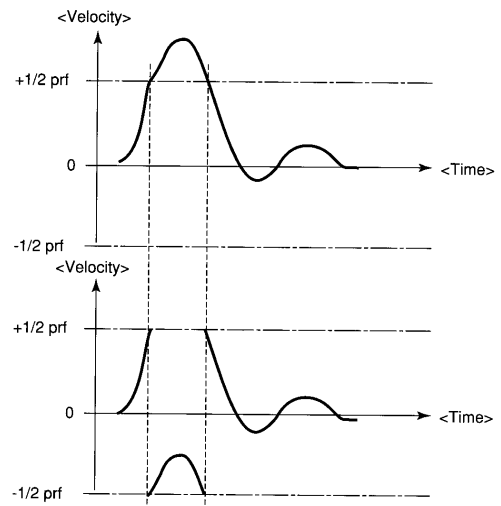
【 図 6 】

図 6



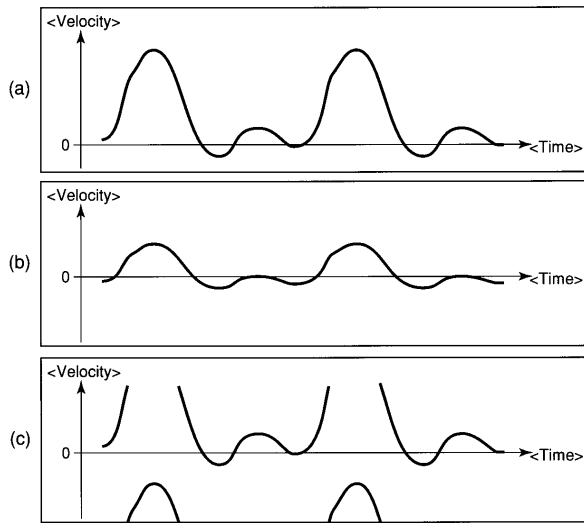
【 図 7 】

図 7



【 図 8 】

図 8



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (72)発明者 滝本 雅夫
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 瀧口 宗基
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 坂口 文康
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 掛江 明弘
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- F ターム(参考) 4C601 DD03 DD14 DD15 DE03 DE04 EE11 HH13 JB24 JB33 JB36
JB38 JB49 KK11

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007175069A	公开(公告)日	2007-07-12
申请号	JP2005373346	申请日	2005-12-26
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	滝本雅夫 瀧口宗基 坂口文康 掛江明弘		
发明人	滝本 雅夫 瀧口 宗基 坂口 文康 掛江 明弘		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/06 A61B8/488		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/HH13 4C601/JB24 4C601/JB33 4C601/JB36 4C601/JB38 4C601/JB49 4C601/KK11		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP4987295B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够在执行血流信号分析和组织信号分析时显示适当的波形而无需特别了解分析模式。
 解决方案：在心血管诊断领域中，超声波具有一种装置（45），用于通过根据接收信号中的多普勒频谱的信号信息判断速度转换现象来优化速度范围和基线位置。诊断装置配备有用于改变和调节发送/接收条件，增益分布，壁滤波器设置，滚动速度和范围门尺寸中的至少一项的改变调节装置（45）。[选型图]图1

图 1

